

RECD 21 DEC 2004

IB/2004/052680

WIPO

PCT

Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets



Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03104811.9

✓

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk

BEST AVAILABLE COPY



Anmeldung Nr:
Application no.: 03104811.9 ✓
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 19.12.03 ✓
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Bildverarbeitungsgerät zur Verarbeitung von Röntgenbildern

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

A61B6/00

Am Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of
filling/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Bildverarbeitungsgerät zur Verarbeitung von Röntgenbildern

Die Erfindung betrifft ein Bildverarbeitungsgerät zur Verarbeitung von Röntgenbildern, insbesondere von Mammographie-Röntgenbildern, sowie ein entsprechendes Röntgen-

5 gerät, ein Verfahren dazu und ein Computerprogramm bzw. Computerprogrammprodukt.

Mammographie-Röntgengeräte dienen zur Untersuchung der weiblichen Brust bzw.

Mamma. In einer Mammographie-Röntgenaufnahme ist die Mamma immer von einem

10 Bildrand hin zur Mitte, also außermittig, abgebildet. Die restliche Bildfläche stellt Direktstrahlung dar. Zusätzlich zur Mamma werden in der Mammographie-Röntgenaufnahme sogenannte Marker mit abgebildet, die Informationen über das Röntgenbild enthalten. Bekannte Marker absorbieren Röntgenstrahlen und werden als Buchstaben- und Zahlenkombination vor der Aufnahme des Röntgenbildes auf dem Röntgenbild-

15 detektor in einer Bildecke an der der Mamma gegenüberliegenden Bildseite angebracht. So wird vermieden, dass das Bild eines Markers das Bild der Mamma überlappt. Allerdings wird dadurch gerade bei kleinen Mammas zwischen dem Bild des Markers und dem Bild der Mamma ein relativ großer Bildbereich mit Direktstrahlung abgebildet.

20 Bei Röntgengeräten mit einem Röntgenbilddetektor liegen die Bilddaten nach der Bildakquisition zunächst elektronisch vor und werden bei Bedarf auf einem Monitor dargestellt oder auf einen Film ausgedruckt. Die Größe des beim Ausdruck verwendeten Films richtet sich nach der Größe des akquirierten Bildes. Heute kommen dabei in der Regel zwei Filmformate zum Einsatz, ein kleines und ein großes. Letzteres wird dann 25 benutzt, wenn die abzubildende Mamma zu groß für einen Film mit dem kleinen Format ist. Der Benutzer des Röntgengerätes muss vor Akquisition die Größe des Röntgenbildes festlegen. Dabei kommt es vor, dass ein großes Röntgenbild gewählt wurde, obwohl zur Abbildung der Mamma auch ein kleines ausreichend gewesen wäre. Als Folge wird das Bild der Mamma und des Markers auf einen zu großen Film

gedruckt, wodurch unnötige Kosten verursacht werden. Bei der Darstellung auf einem Monitor kommt es vor, dass bei Darstellung des gesamten Bildes die Mamma unnötig klein dargestellt ist. Zoomt der Betrachter in den Bildbereich der Mamma, ist der Marker nicht mehr zu sehen.

5

Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, diese Probleme zu beseitigen.

Gelöst wird diese Aufgabe nach Anspruch 1 mit einem Bildverarbeitungsgerät zur Erstellung eines Darstellungsbildes aus einem Röntgenbild, in dem wenigstens zwei

10 räumlich getrennte Objekte dargestellt sind, wobei in dem Röntgenbild Teilbilder, die die Objekte darstellen, bestimmt werden und die Teilbilder räumlich getrennt in dem Darstellungsbild angeordnet werden, wobei die Größe des Darstellungsbildes so bemessen ist, dass der von den Teilbildern freie Anteil des Darstellungsbildes kleiner ist als der entsprechende Anteil des Röntgenbildes.

15

Grundlegender Erfindungsgedanke ist, dem Betrachter nicht mehr das ursprünglich akquirierte Röntgenbild zur Verfügung zu stellen, sondern daraus ein Darstellungsbild zu erstellen, welches dann beispielsweise auf einen Film gedruckt oder auf einem Monitor dargestellt werden kann. Dazu wird ein Bildverarbeitungsgerät eingesetzt, das

20 zunächst das ursprünglich akquirierte Röntgenbild, welches beispielsweise eine Mamma und einen Marker darstellt, analysiert. Ein solches Bildverarbeitungsgerät kann beispielsweise in einem Röntgengerät integriert sein, es kann sich aber auch um ein Gerät handeln, das unabhängig von einem Röntgengerät arbeitet und von diesem lediglich Röntgenbilder erhält, beispielsweise ein PC oder eine Workstation. Auch die
25 Integration einer Visualisierungseinheit wie ein Filmdrucker oder ein Monitor ist möglich.

Das Bildverarbeitungsgerät analysiert zunächst das Röntgenbild und bestimmt darin Teilbilder, die jeweils die Mamma und den Marker darstellen. Dabei kann das Bild des

30 Markers von einem Marker stammen, der vor der Akquisition des Röntgenbildes auf

den Röntgenbilddetektor gelegt wird. Alternativ kann aber auch das Bild ein künstlicher, elektronisch erzeugter Marker abgebildet sein, der unmittelbar nach der Akquisition von dem Röntgengerät in das Röntgenbild eingeblendet wird.

- 5 Die Bestimmung der Teilbilder kann mit bekannten sogenannten Segmentierungsverfahren durchgeführt werden. In dem Darstellungsbild werden nun diese beiden Teilbilder beispielsweise zusammengeschoben, sodass sie unmittelbar nebeneinander liegen und sich so die Bildfläche des Darstellungsbildes gegenüber dem ursprünglich akquirierten Röntgenbild verringert. Dabei gehen ausschließlich für den Betrachter
- 10 unwichtige Informationen über den Bildhintergrund bzw. Direktstrahlungsbereich verloren. Die Teilbilder stellen die jeweiligen Objekte mit der gleichen Auflösung bzw. mit der gleichen Anzahl an Bildpunkten (Pixel) wie im Röntgenbild dar, wogegen das Darstellungsbild selbst durch eine geringere Anzahl an Bildpunkten eine geringere Größe bzw. eine geringere Bildfläche als das Röntgenbild hat.
- 15 Somit ist es nun möglich, dem Betrachter alle wesentlichen Informationen, nämlich die Teilbilder, auf einer gegenüber dem ursprünglich akquirierten Röntgenbild verringerten Bildfläche des Darstellungsbildes zu zeigen. Wird das Darstellungsbild auf einem Monitor gezeigt, wobei jeder Bildpunkt des Darstellungsbildes einem Bildpunkt des
- 20 Monitors entspricht, so kann es vorkommen, dass das komplette Darstellungsbild auf dem Monitor gezeigt werden kann, das Röntgenbild jedoch nicht. Soll das gesamte Röntgenbild dargestellt werden, so muss es zwangsläufig kleiner dargestellt werden, sodass auch die für den Betrachter interessanten Objekte verkleinert dargestellt werden. Ist das Darstellungsbild kleiner als das größte mit dem Monitor darstellbare Bild, so
- 25 kann das Darstellungsbild sogar vergrößert dargestellt werden. Bei Ausdruck auf einen Film können auch noch ursprünglich großformatige Röntgenbilder auf kleinformatigen Filmen ausgedruckt werden, ohne dass der Abbildungsmaßstab des Ausdrucks verkleinert werden muss.

Durch den verringerten Anteil der von den Teilbildern freien Bildfläche ist die Menge der Bilddaten eines Darstellungsbildes kleiner als die des Röntgenbildes, sodass sich neben der Lösung oben genannter Aufgabe weitere positive Effekte ergeben. Für eine nachfolgende elektronische Bildverarbeitung wird weniger Prozessorleistung benötigt,

5 sodass ein solches Bildverarbeitungssystem schneller arbeitet oder mit einer geringeren Leistung ausgestalten sein kann. Bei der Übertragung des Darstellungsbildes an ein anderes System wie einen Filmdrucker oder einen Monitor müssen im Vergleich zu dem ursprünglich Akquirierten Röntgenbild weniger Bilddaten übermittelt werden, sodass sich auch hier eine Zeitersparnis ergibt. Zum Speichern des Darstellungsbildes, 10 beispielsweise in einem elektronischen Bildarchiv, wird weniger Speicherplatz benötigt.

Die Aufgabe wird nach Anspruch 2 weiterhin gelöst mit einem Röntgengerät mit

- einer Röntgenquelle zur Erzeugung von Röntgenstrahlung,
- einem Röntgenbilddetektor zur Akquisition von Röntgenbildern,

15 - einem Bildverarbeitungsgerät zur Erstellung eines Darstellungsbildes aus einem Röntgenbild, in dem wenigstens zwei räumlich getrennte Objekte darstellt sind, wobei in dem Röntgenbild Teilbilder, die die Objekte darstellen, bestimmt werden und die Teilbilder räumlich getrennt in dem Darstellungsbild angeordnet werden, wobei die Größe des Darstellungsbildes so bemessen ist, dass der von den 20 Teilbildern freie Anteil des Darstellungsbildes kleiner ist als der entsprechende Anteil des Röntgenbildes.

Zur Akquisition eines Röntgenbildes von Objekten wird mit der Röntgenquelle Röntgenstrahlung erzeugt, die während der Durchdringung der Objekte geschwächt

25 wird und auf den Röntgenbilddetektor gelangt. Als Röntgenbilddetektor können beispielsweise Röntgenbildverstärker, bekannte digitale Röntgenbilddetektoren oder auch Speicherfolien mit einem entsprechenden Lesegerät eingesetzt werden. Nach der Akquisition werden in dem Röntgenbild Teilbilder bestimmt, die die abgebildeten Objekte darstellen. Die Teilbilder werden in einem Darstellungsbild so angeordnet, dass 30 die Fläche mit Bildhintergrund geringer ist als im Röntgenbild. Das Darstellungsbild

kann dann zu einer Visualisierungseinheit weitergegeben werden, beispielsweise einem Filmdrucker oder einem Monitor. Insbesondere in einem Krankenhaus mit elektronischer Verwaltung von Patientendaten kann das Darstellungsbild aber auch an einen zentralen Rechner gegeben werden, der es archiviert. Möchte der Nutzer des Röntgen-
5 gerätes das Bild betrachten, so kann er es aus dem elektronischen Archiv zu einer Betrachtungsstation laden und dort ausdrucken oder betrachten.

Die Unteransprüche haben Weiterbildungen der Erfindung zum Inhalt.

10 Es sind Röntgensysteme bekannt, bei denen die Größe der mit Röntgenstrahlung bestrahlten Detektor-Fläche in der Regel nur so groß wie die Größe des zu akquirierenden Bildes ist, sodass bei kleinformatigen Bildern nicht die gesamte Detektorfläche bestrahlt wird. Bei bestimmten Arten von digitalen Röntgendetektoren bleiben aufgrund mehrerer bekannter physikalischer Effekte bestrahlte Bereiche im Detektor gespeichert,
15 wodurch zuletzt akquirierte kleinformatige Bilder in nachfolgenden großformatigen Aufnahmen als „Geisterbilder“ erkennbar sind. Dieser Effekt wirkt bei Mammographie-Röntgenaufnahmen besonders störend, da an eine nicht-bestrahlte Detektorfläche unmittelbar ein Bereich mit Direktstrahlung angrenzt. Dieser Effekt würde nicht stören, wenn bei jeder Aufnahme die gesamte Detektorfläche der Röntgenstrahlung ausgesetzt
20 wäre. Allerdings hätte dies zur Folge, dass alle Röntgenbilder groß wären und bei einem Ausdruck immer großformatige Filme benutzt werden müssten, was schon aus wirtschaftlichen Gründen nicht tragbar ist. Bei der Darstellung eines so großen Röntgenbildes auf dem Monitor würde die Mamma viel zu klein wiedergeben.

25 Bei dem erfindungsgemäßen Röntgengerät muss die Bildgröße des akquirierten Röntgenbildes nicht mehr minimiert werden, sodass insbesondere bei Mammographie-Aufnahmen der Bildbereich mit Direktstrahlung „beliebig“ groß sein kann. Dadurch muss die bestrahlte Fläche des Röntgenbilddetektors auch nicht mehr an die Größe der Mamma bzw. an die Größe des beim Ausdruck verwendeten Film angepasst werden.
30 Stattdessen wird das Röntgengerät gemäß Anspruch 3 so eingestellt, dass bei jeder

Aufnahme immer die gleiche Fläche, beispielsweise die gesamte Fläche, des Röntgenbilddetektors bestrahlt wird. Bei Verwendung eines Markers wird dieser immer an der gleichen Stelle positioniert. Dadurch ergibt sich für den Benutzer des Röntgengerätes eine Zeiter sparnis, da er nicht mehr vorab zwischen großformatigen und klein-

5 formatigen Aufnahmen unterscheiden muss. Weiterhin werden störende Effekte durch „Geisterbilder“ deutlich reduziert, da es keine unbestrahlten Bereiche des Röntgenbilddetektors mehr gibt.

Für einen Betrachter kann es unangenehm sein, wenn die Teilbilder in dem Dar-

10 stellungsbild zu dicht aneinander positioniert wurden. Dies kann mit der Ausführungsform gemäß Anspruch 3 vermieden werden. Für eine individuelle Einstellung kann der Mindestabstand vom Betrachter auch vorgegeben werden.

Oben genannte Aufgabe wird ebenfalls gelöst mit einem Verfahren nach Anspruch 7.

15 Die Weiterbildung nach Anspruch 8 erlaubt, den von den Teilbildern freien Anteil des Darstellungsbildes an den Hintergrund des Röntgenbildes anzupassen.

Zur Bestimmung der Teilbilder können beispielsweise bekannte Segmentierungsverfahren eingesetzt werden. Bei Mammographie-Röntgenbildern liefert das Segmen-

20 tierungsverfahren nach Anspruch 9 besonders schnelle Ergebnisse, da es wenig Rechenzeit beansprucht. Hier wird in dem Röntgenbild der Hintergrundbildbereich, der ja Direktstrahlung darstellt, bestimmt. Die verbleibenden Teile des Röntgenbildes bilden dann die Teilbilder.

25 Das Bildverarbeitungsgerät kann durch entsprechende elektronische Bauteile so ausgestaltet sein, dass es in seiner Funktion nicht veränderbar ist. Alternativ kann es eine programmierbare Recheneinheit aufweisen, die vor Inbetriebnahme durch ein entsprechendes Computerprogramm erst in den Betriebszustand versetzt werden muss. Ein solches Computerprogramm kann in einem nicht-flüchtigen und nicht austausch-
30 baren Speicher gespeichert sein, der sich im Gerät befindet. Alternativ kann das

Computerprogramm aber auch mittels eines Lesegerätes, das ein Computerprogrammprodukt wie eine Diskette, CD oder auch ein EPROM lesen kann, in das Bildverarbeitungsgerät geladen werden.

5 Die Erfindung wird anhand von Figuren und Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Röntgengerätes,

10 Fig. 2 Datenverarbeitungssystem mit einem erfindungsgemäßen Bildverarbeitungsgerät,

Fig. 3 zwei Marker

Fig. 4A, 4B und 5A schematisch Mammographie-Röntgenbilder,

15 Fig. 5B störende Effekte in Bildern eines Röntgenbilddetektors

In Fig. 1 ist schematisch ein erfindungsgemäßes Röntgengerät dargestellt, mit dem Mammographie-Röntgenaufnahmen erstellt werden können. Die zu untersuchende

20 Patientin 13 steht vor einem nicht dargestellten Tisch, der in der Höhe so einstellbar ist, dass auf ihm eine Mamma 13A der Patientin 13 liegt. Unter dem Tisch befindet sich ein digitaler Röntgenbilddetektor 15. Der Tisch und der Detektor können alternativ auch eine Einheit bilden, indem das Gehäuse des Detektors entsprechend ausgestaltet wird.

Um in dem Röntgenbild Details besser erkennen zu können, wird mit einer Kom-

25 pressionsplatte 16 so auf die Mamma gedrückt, dass sie gegenüber ihrer natürlichen Form parallel zum Röntgenbilddetektor verbreitert wird. Die Kompressionsplatte 16 ist aus einem Material hergestellt, das Röntgenstrahlung nicht oder nur in sehr geringem Maße absorbiert.

30 Vorbereitend werden zunächst über eine Bedieneinheit 17 Applikations-spezifische Parameter wie Röntgenspannung, -strom und Dauer eingestellt. Dann wird ein Marker in eine Ecke auf der der Mamma gegenüberliegenden Seite des Tisches oder des

Detektors gelegt oder in eine speziell Halterung geschoben. Solche Marker sind in Fig. 3 dargestellt. Mit den dort gezeigten Symbolen wird beispielsweise angezeigt, ob die linke oder rechte Mamma abgebildet ist und in welcher Richtung die Röntgenstrahlen die Mamma durchstrahlt haben.

5

Zur Akquisition eines Röntgenbildes schaltet dann eine Steuereinheit 10 den Röntgenbilddetektor 15 und eine Röntgenröhre 12 in den entsprechenden Betriebszustand.

Weitere Komponenten wie ein Röntgengenerator, der die zum Betrieb der Röntgenröhre 12 notwendige Hochspannung erzeugt, sind aus Gründen der Übersicht nicht dargestellt.

- 10 10 In der Röntgenröhre 12 werden Röntgenstrahlen in Form eines kegelförmigen Strahlenbündels 14 erzeugt. Durch nicht dargestellte Blenden, die unmittelbar unter der Röntgenröhre 12 angeordnet sind, kann die Größe sowie die äußere Form des Strahlenkegels 14 eingestellt und beispielsweise an die Größe und Form des Röntgenbilddetektors 15 angepasst werden. Nach Beendigung der Bestrahlung liegt dann in dem
- 15 15 digitalen Röntgenbilddetektor 15 ein elektronisches, digitales Röntgenbild vor, welches - gesteuert durch die Steuereinheit 10 - vom Röntgenbilddetektor 15 in den Bildspeicher eines Bildverarbeitungsgerätes 11 übertragen wird. Alternativ kann als Röntgendetektor auch ein Speicherfolien-System eingesetzt werden. Dann wird die Speicherfolie nach der Aufnahme mit einem speziellen Lesegerät ausgelesen, wodurch das Röntgenbild
- 20 20 auch hier elektronisch vorliegt.

Wie oben schon erwähnt, kann die äußere Form des Strahlenkegels 14 durch Blenden soweit verändert werden, dass nicht mehr die gesamte Fläche des Röntgendetektors 15 bestrahlt wird. Auf diese Weise wird in einigen bisher bekannten Systemen die Größe

- 25 25 des Röntgenbildes an die Größe der beim Ausdruck verwendeten Filme angepasst. Bei den meisten Aufnahmen ist es ausreichend, ein kleines Bild zu akquirieren, wie es in Fig. 5A dargestellt ist. Dort sind das Bild des Markers 52, das Bild der Mamma 51 und der Hintergrund 53 zu sehen. Muss aufgrund der Größe der Mamma ein großes Bild akquiriert werden, so werden die Blenden entsprechend umgestellt und der Marker statt
- 30 30 and der äußeren Bildkante des kleinen Bildes jetzt an der äußeren Kante des großen

Bildes positioniert. Allerdings hat der Röntgenbilddetektor 11 bei den zuvor durchgeführten Akquisitionen der kleinen Bilder im Direktstrahlungsbereich eine hohe kumulierte Strahlendosis erfahren. Durch bekannte physikalische Effekte sind diese Bereiche in den nachfolgend akquirierten großen Bildern zu sehen, wie in Fig. 5B mit 5 den gestrichelten Linien angedeutet. Diese Effekte können noch Tage nach der letzten kleinen Aufnahme in einer großen Aufnahme zu sehen sein.

Bei dem Röntgengerät aus Fig. 1 können solche Effekte vermieden werden, indem die äußere Form des Strahlenkegels 14 für alle Aufnahmen die gleiche ist (z.B. die gesamte 10 Detektorfläche), sodass immer der gleiche Bereich des Röntgenbilddetektors 15 bestrahlt wird. Zum Ausdruck des Bildes auf kleinformatige Filme wird dann, wie oben beschrieben, ein entsprechendes kleinformatiges Darstellungsbild erstellt.

In Fig. 4A ist schematisch ein Röntgenbild dargestellt, wie es mit dem Röntgengerät aus 15 Fig. 1 akquiriert werden kann. In der rechten Bildhälfte ist das Bild der Mamma 41 zu sehen, in der linken oberen Bildecke das Bild des Markers 42. Der restliche, den Hintergrund bildenden Bildbereich 43 stellt Direktstrahlung dar, er ist daher nahezu schwarz. In dem Bildverarbeitungsgerät 11 wird das Röntgenbild zur Bestimmung der 20 Teilbilder segmentiert. Dazu können bekannte Segmentierungsverfahren eingesetzt werden, wie sie beispielsweise beschrieben werden in dem Buch von Alan C. Bovik, „Handbook of Image and Video Processing“, ISBN: 0121197905. Da solche Segmentierungsverfahren bekannt sind und es zudem zahlreiche verschiedene gibt, wird im nachfolgenden nur eines beispielhaft beschrieben.

25 Zunächst wird von dem Röntgenbild ein Histogramm (engl: histogram) ermittelt. Aus dem Histogramm lassen sich bei Mammographie-Röntgenbildern besonders einfach Bildwerte unterscheiden, die entweder den Objekten oder dem Hintergrund zuzuordnen sind, da der Hintergrund durch Direktstrahlung gebildet wird und der entsprechende Bildwert stark von Objekt-Bildwerten abweicht. Zudem weisen in der Regel alle 30 Bildpunkte mit Direktstrahlung nahezu den gleichen Bildwert auf, der lediglich durch

das Quantenrauschen der Direktstrahlung leicht variieren kann. In dem Röntgenbild in Fig. 4A werden alle Bildpunkte mit dem bzw. den so ermittelten Bildwerten dem Hintergrundbereich 43 zugeordnet. Als weiteres Kriterium müssen diese Bildpunkte eine oder mehrere zusammenhängende Flächen bilden, um zu vermeiden, dass einzelne

5 Bildpunkte von den Objekten, die auch den Bildwert der Direktstrahlung haben, dem Hintergrundbereich zugeordnet werden.

Durch dieses Verfahren wird das Röntgenbild aus Fig. 4A in drei Bereiche segmentiert, nämlich den Hintergrundbereich 43, den Bildbereich des Bildes des Markers 42 und den

10 Bildbereich des Bildes der Mamma 41. Daraus lassen sich nun zwei Bildbereiche bzw. Teilbilder identifizieren, nämlich diejenigen, die Bildpunkte enthalten, deren Bildwerte keine Direktstrahlung darstellen. Ein erstes Teilbild beinhaltet das Bild der Mamma 41 und ist durch deren äußere Kontur sowie den rechten Bildrand begrenzt. Das zweite Teilbild beinhaltet das Bild des Markers 42, das durch dessen äußere Kontur und die 15 obere Bildkante begrenzt ist. Dieses Verfahren ist auch anwendbar, wenn der Marker so schräg auf den Röntgenbilddetektor gelegt wird, dass sein Bild von zwei Bildkanten begrenzt wird und sich ein separater Bildbereich mit Direktstrahlung in der dadurch abgegrenzten Bildecke ergibt. Dann würde das Röntgenbild in vier Bereich segmentiert, zwei Hintergrundbereiche und zwei Teilbilder.

20

Diese beiden Teilbilder können nun so verschoben werden, dass das Teilbild mit dem Marker möglichst nahe an das Teilbild mit der Mamma herangeschoben wird. Dazu werden beispielsweise die Bildpunkte des Teilbildes mit dem Marker schrittweise nach rechts verschoben, bis wenigstens ein Bildpunkt des Teilbildes mit dem Marker und ein

25 Bildpunkt des Teilbildes mit der Mamma unmittelbar benachbart sind. Ist das Teilbild mit dem Marker nicht durch die obere Bildkante begrenzt, kann es zusätzlich auch noch nach oben verschoben werden. Als Bildrand des Darstellungsbildes wird ein rechteckförmiger Bereich festgelegt, der so groß ist, dass sich alle Teilbilder darin befinden. Anschließend werden die verbleibenden äußeren Bereiche 46 entfernt und es 30 entsteht das Darstellungsbild aus Fig. 4B. Zur Veranschaulichung und zum Vergleich ist

der ursprüngliche Bildrand 44 des Röntgenbildes aus Fig. 4A als gestrichelte Linie dargestellt. Optional können die Teilbilder auch so ausgelegt werden, dass sie rechteckförmig sind, ihre Kanten parallel zu denen des Röntgenbildes verlaufen und sie gerade so groß sind, dass die entsprechend segmentierten Bildbereiche hineinpassen.

5 Anschließend werden diese rechteckförmigen Teilbilder so dicht aneinander geschoben, dass sich ihre gerade berühren. Die zuvor beschriebenen Verarbeitungsschritte werden von dem Bildverarbeitungsgerät automatisch durchgeführt.

Für den Betrachter des Darstellungsbildes kann es unangenehm sein, wenn das Bild des

10 Markers und das Bild der Mamma zu dicht beieinander liegen. Um dies zu vermeiden, kann beispielsweise ein Mindestabstand vorgegeben werden, den die Teilbilder voneinander haben müssen. Alternativ kann jedes Teilbild vor dem Verschieben um einen Rand erweitert werden. Die Breite dieses Randes ist so gewählt, dass der Rand für den Betrachter sichtbar ist, sie kann optional vom Benutzer einstellbar sein.

15 Die äußeren Maße des Darstellungsbildes sind mindestens so groß, dass beide Teilbilder ohne Überlappung dargestellt werden können. Es ist aber auch möglich, die äußeren Maße größer auszulegen und beispielsweise and die Größe eines bei einem Ausdruck verwendeten Films oder an die Größe eines Monitors anzupassen.

20 Für die Gestaltung des Hintergrundes 45 des Darstellungsbildes aus Fig. 4B gibt es mehrere Möglichkeiten. Beispielsweise kann ein Mittelwert aus dem Hintergrund des Röntgenbildes ermittelt werden, der als Bildwert für sämtliche Bildpunkte des Darstellungsbildes aus Fig. 4B verwendet wird, sodass ein homogener Hintergrund mit 25 etwa dem Grauwert des Hintergrundes aus dem Röntgenbild entsteht. Eine andere Möglichkeit besteht darin, die Bildpunkte des Hintergrundes aus dem Röntgenbild in das Darstellungsbild zu übernehmen, sofern sie in dem verbleibenden Hintergrundbereich 45 liegen. Weitere Alternativen sind denkbar.

Ist die Erstellung des Darstellungsbildes beendet, so kann in Fig. 1 das Darstellungsbild wahlweise an einen Monitor M oder an einen Filmdrucker P gegeben werden.

Je nach Komplexität des Bildverarbeitungsgerätes 11 ist es möglich, weitere Bild-

5 verarbeitungsalgorithmen zu implementieren. Wird der Marker vor der Röntgenauf-
nahme manuell auf dem Röntgenbilddetektor 15 positioniert, so kann es vorkommen,
dass er mit seiner langen Seite nicht parallel zum Bildrand liegt. Zur Korrektur kann ein
Erkennungsalgorithmus eingesetzt werden, der den Marker automatisch als solchen
erkennt und sein Bild durch Drehen parallel zur Bildkante des Darstellungsbildes
10 ausrichtet. Auch ist es möglich, die in dem Marker enthaltene Information durch
entsprechende Algorithmen zu erkennen und das Darstellungsbild beispielsweise
automatisch an ein entsprechendes elektronisches Bildarchiv zu leiten.

Das Bildverarbeitungsgerät 11 enthält eine nicht dargestellte Recheneinheit, die pro-

15 grammierbar ist. Nach dem Einschalten des Röntgengerätes muss die Recheneinheit
zunächst mit einem entsprechenden Computerprogramm geladen werden. Das
Computerprogramm ist auf einer Diskette gespeichert, die zum Auslesen in ein
entsprechendes Lesegerät FD gesteckt werden muss. Alternativ kann das Computer-
programm auch in einem nicht-flüchtigen Speicher gespeichert sein, der sich in dem
20 Bildverarbeitungsgerät 11 befindet und der automatisch gelesen wird, nachdem das
Röntgengerät eingeschaltet wurde.

Fig. 2 zeigt ein Datenverarbeitungssystem mit einer Ausführungsform des erfindungs-
gemäßen Bildverarbeitungsgerätes. Ein solches System ist beispielsweise dort einsetz-

25 bar, wo ein Arzt eine Röntgenaufnahme unabhängig vom Ort ihrer Akquisition
betrachten möchte, insbesondere wenn der Arzt vom Röntgengerät räumlich getrennt
arbeitet, wie dies in großen Krankenhäusern der Fall sein kann. Zunächst wird mit
einem Röntgengerät wie aus Fig. 1 eine Röntgenaufnahme akquiriert, allerdings weist
das Röntgengerät kein Bildverarbeitungsgerät 11 auf. Stattdessen wird das Röntgenbild
30 beispielsweise über ein Datennetzwerk zu dem Datenverarbeitungssystem aus Fig. 2
geschickt und gelangt über einen Dateneingang 21 in das Bildverarbeitungsgerät 20.

Das Bildverarbeitungsgerät 20 hat prinzipiell die gleiche Funktionalität wie das Bildverarbeitungsgerät 11 aus Fig. 1. In dem eingegangenen Röntgenbild werden Teilbilder bestimmt, die Objekte darstellen und diese in einem Darstellungsbild angeordnet. Das

- 5 Das Darstellungsbild kann dann auf einem Monitor M wiedergegeben oder mittels eines Druckers P auf einem Film ausgedruckt werden. Das Bildverarbeitungsgerät 20 wird über eine Tastatur E1 und eine Maus E2 bedient. Analog zu Fig. 1 kann auch das Bildverarbeitungsgerät 20 programmierbar ausgestaltet sein.

PATENTANSPRÜCHE

1. Bildverarbeitungsgerät zur Erstellung eines Darstellungsbildes aus einem Röntgenbild, in dem wenigstens zwei räumlich getrennte Objekte dargestellt sind, wobei in dem Röntgenbild Teilbilder, die die Objekte darstellen, bestimmt werden und die Teilbilder räumlich getrennt in dem Darstellungsbild angeordnet werden, wobei die Größe des Darstellungsbildes so bemessen ist, dass der von den Teilbildern freie Anteil des Darstellungsbildes kleiner ist als der entsprechende Anteil des Röntgenbildes.
5
2. Röntgengerät mit
 - einer Röntgenquelle zur Erzeugung von Röntgenstrahlung,
 - einem Röntgenbilddetektor zur Akquisition von Röntgenbildern,
 - einem Bildverarbeitungsgerät zur Erstellung eines Darstellungsbildes aus einem Röntgenbild, in dem wenigstens zwei räumlich getrennte Objekte darstellt sind, wobei in dem Röntgenbild Teilbilder, die die Objekte darstellen, bestimmt werden und die Teilbilder räumlich getrennt in dem Darstellungsbild angeordnet werden, wobei die Größe des Darstellungsbildes so bemessen ist, dass der von den Teilbildern freie Anteil des Darstellungsbildes kleiner ist als der entsprechende Anteil des Röntgenbildes.

10
3. Röntgengerät nach Anspruch 2, bei dem bei der Erstellung der Röntgenbilder jeweils die gleiche Fläche des Röntgenbilddetektors der Röntgenstrahlung ausgesetzt ist.
15
4. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1 oder Röntgengerät nach Anspruch 2, bei dem in dem Darstellungsbild die Teilbilder einen Mindestabstand haben.
20

5. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1 oder Röntgengerät nach Anspruch 2, wobei die Röntgenbilder Mammographie-Röntgenbilder sind.
6. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1 oder Röntgengerät nach Anspruch 2, wobei 5 eines der dargestellten Objekte ein Marker ist.
7. Verfahren zur Erstellung eines Darstellungsbildes aus einem Röntgenbild mit folgenden Schritten:
 - a) Bestimmung von Teilbildern, die jeweils ein Objekt darstellen, in dem Röntgenbild,
 - 10 b) Räumlich getrenntes Anordnen der Teilbilder in dem Darstellungsbild
 - c) Bemessung der Größe des Darstellungsbildes so, dass der von den Teilbildern freie Anteil des Darstellungsbildes kleiner ist als der entsprechende Anteil des Röntgenbildes.
- 15 8. Verfahren nach Anspruch 8 mit dem weiteren Schritt:
 - d) Auffüllen des von den Teilbildern freien Anteils des Darstellungsbildes mit Bildinformationen aus dem von den Teilbildern freien Anteil des Röntgenbildes.
9. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1 oder Röntgengerät nach Anspruch 2 oder 20 Verfahren nach Anspruch 7, bei dem zur Bestimmung der Teilbilder ein Segmentierungsverfahren verwendet wird, in dem die Bildwerte des von den Teilbildern freien Anteils des Röntgenbildes ermittelt werden und in dem Röntgenbild eine zusammenhängende Bildfläche bestimmt wird, die überwiegend Bildpunkte mit diesen Bildwerten enthält.
- 25 10. Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt für ein Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1 zur Durchführung Verfahrens nach Anspruch 7.

ZUSAMMENFASSUNG

Bildverarbeitungsgerät zur Verarbeitung von Röntgenbildern

Die Erfindung betrifft ein Bildverarbeitungsgerät zur Verarbeitung von Röntgenbildern, insbesondere von Mammographie-Röntgenbildern, sowie ein entsprechendes Röntgen-
5 gerät, ein Verfahren dazu und ein Computerprogramm bzw. Computerprogramm-
produkt. In dem Bildverarbeitungsgerät werden Darstellungsbilder aus Röntgenbildern
erstellt, die wenigstens zwei räumlich getrennte Objekte wie einen Marker und eine
Mamma darstellen. In den Röntgenbildern werden Teilbilder, die die jeweiligen Objekte
darstellen, bestimmt und die Teilbilder in den Darstellungsbildern angeordnet. Die
10 Größe der Darstellungsbilder ist bemessen, dass der von den Teilbildern freie Anteil der
Darstellungsbilder kleiner ist als der entsprechende Anteil der Röntgenbilder.

Fig. 1

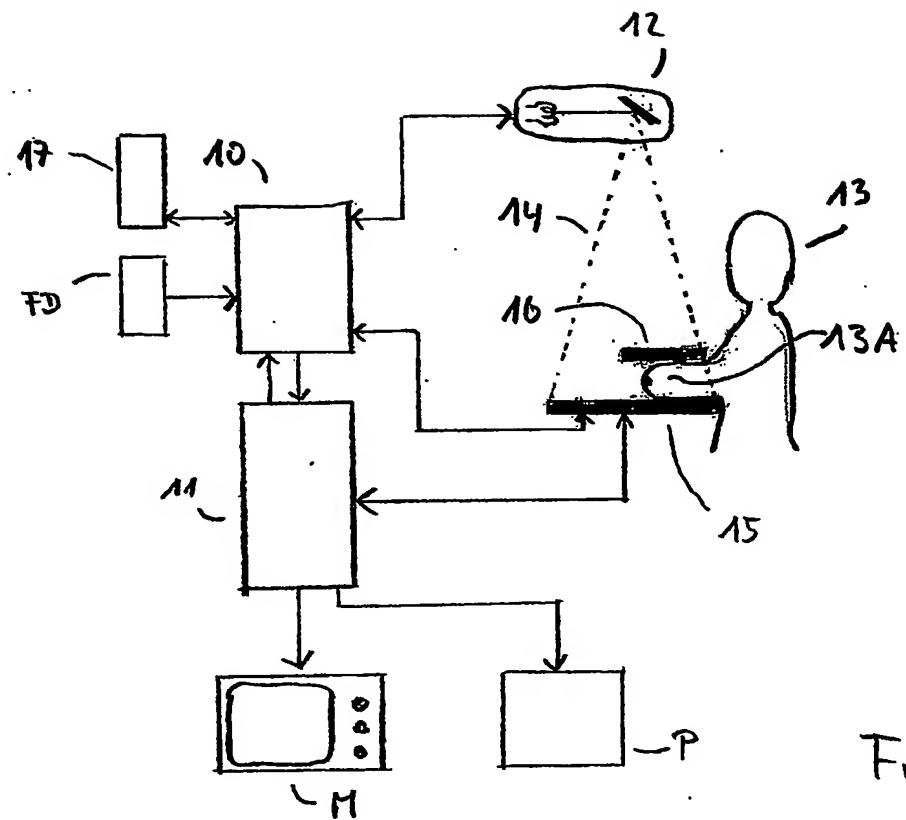


Fig 1

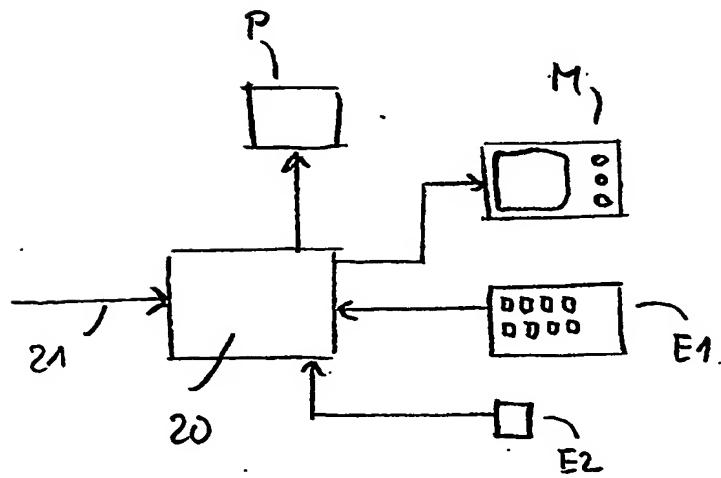


Fig 2

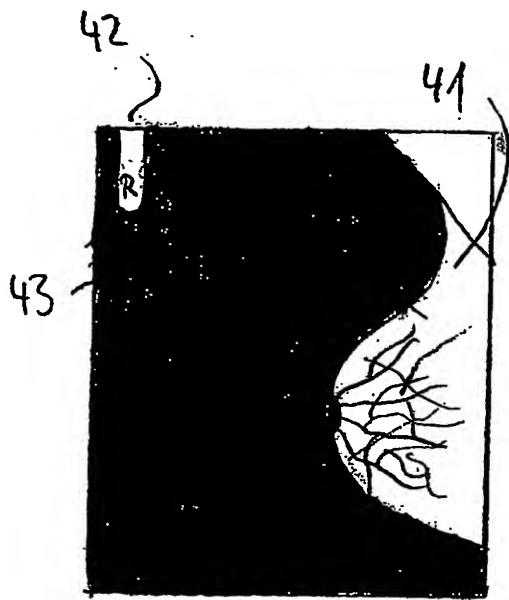


Fig. 4A

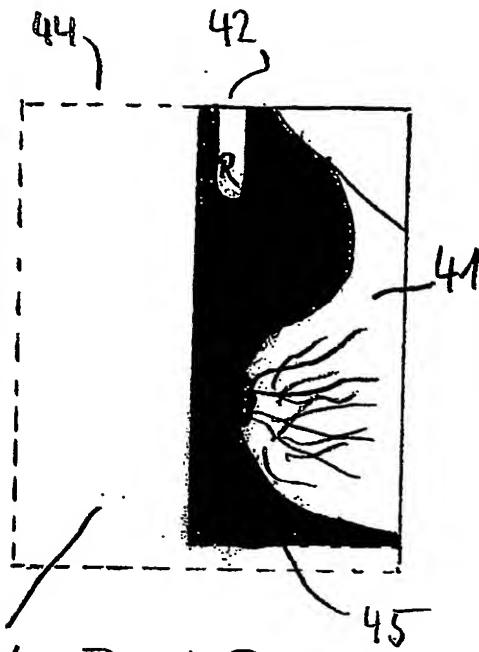


Fig. 4B



Fig 3.

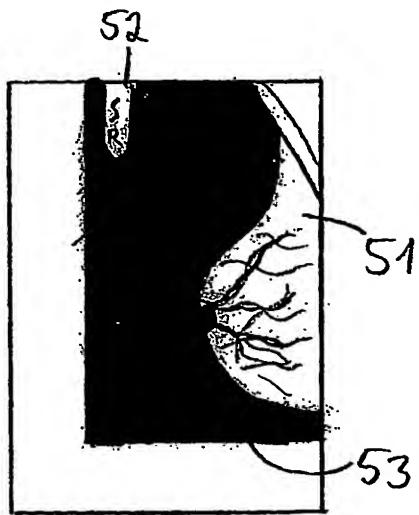


Fig. 5A

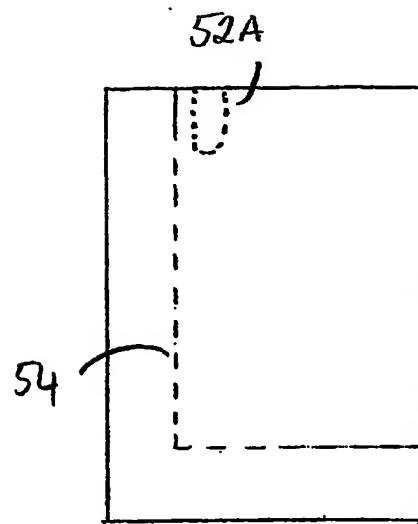
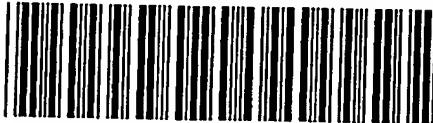


Fig. 5B

PCT/IB2004/052680



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADED TEXT OR DRAWING

BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

SKEWED/SLANTED IMAGES

COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

GRAY SCALE DOCUMENTS

LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.